

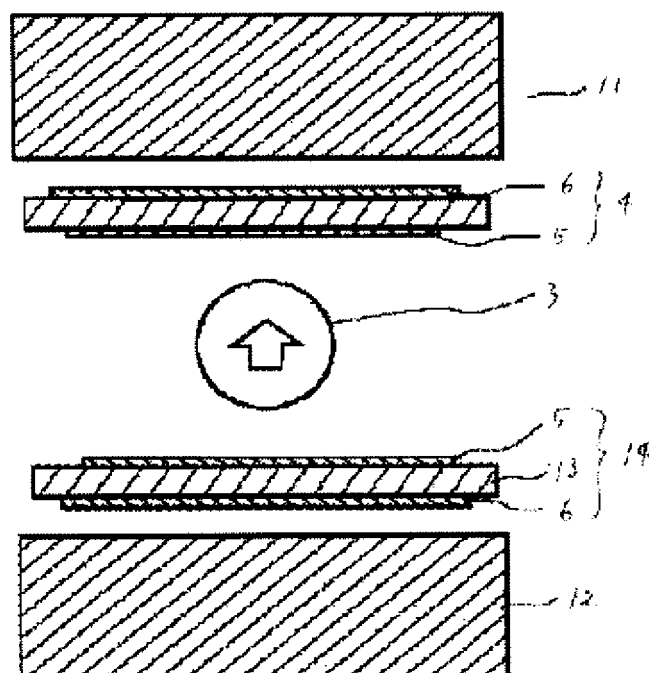
**MAGNETIC FIELD GENERATOR FOR MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE**

**Patent number:** JP2001149336  
**Publication date:** 2001-06-05  
**Inventor:** MOTOSHIROMIZU HIROBUMI; ISHII HIROSHI;  
 NEMOTO YASUHIRO; YAO TAKESHI; HONNA TAKAO;  
 TAKANO HIROSHI; TAKESHIMA HIROTAKA;  
 YOSHINO HITOSHI; HARADA AKIHIRO  
**Applicant:** HITACHI MEDICAL CORP; MITSUBISHI ELECTRIC  
 CORP  
**Classification:**  
 - international: **A61B5/055; G01R33/421; H01F5/00; H01F7/20;  
 H01F27/32; A61B5/055; G01R33/28; H01F5/00;  
 H01F7/20; H01F27/32; (IPC1-7): A61B5/055;  
 G01R33/421; H01F5/00; H01F7/20; H01F27/32**  
 - european:  
**Application number:** JP19990335221 19991126  
**Priority number(s):** JP19990335221 19991126

[Report a data error here](#)

**Abstract of JP2001149336**

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To reduce vibration and noise of an inclined magnetic field coil in a magnetic field generator for a magnetic resonance imaging device having a high opening characteristic and having a magnetostatic field generating source of a high magnetic field. **SOLUTION:** Two sets of magnetostatic field generating sources 11 are oppositely arranged, and a uniform magnetic field area 3 of a high magnetic field is formed between these. An inclined magnetic field coil 4 composed of an almost flat main coil 5 and a shield coil 6 is arranged inside the magnetostatic field generating sources 11, the main coil 5 generates an inclined magnetic field in the uniform magnetic field area 3, and the shield coil 6 shields a magnetic field generated outside the inclined magnetic field coil 4. An almost flat intermediate member 13 is arranged between the main coil 5 and the shield coil 6, and the main coil 5 and the shield coil 6 are joined to both sides of the intermediate member 13 to constitute a coil assembly 14 to increase rigidity to the inclined magnetic field coil to vibration.



(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テマコード(参考)
A 6 1 B 5/055		H 0 1 F 5/00	Z A A C 4 C 0 9 6
G 0 1 R 33/421		7/20	C 5 E 0 4 4
33/385		27/32	C
H 0 1 F 5/00	Z A A	A 6 1 B 5/05	3 3 1
7/20			3 4 0
審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 6 頁) 最終頁に続く			

(21)出願番号 特願平11-335221

(22)出願日 平成11年11月26日(1999. 11. 26)

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(71)出願人 000006013

三菱電機株式会社

東京都千代田区丸の内二丁目2番3号

(72)発明者 本白水 博文

茨城県土浦市神立町502番地 株式会社日

立製作所機械研究所内

(72)発明者 石井 博

茨城県土浦市神立町502番地 株式会社日

立製作所機械研究所内

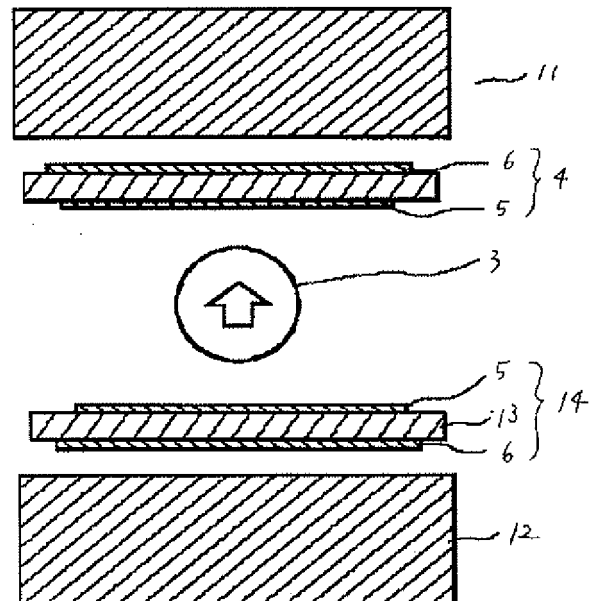
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置用磁場発生装置

(57)【要約】

【課題】開放性が高く、高磁場の静磁場発生源を有する磁気共鳴イメージング装置用磁場発生装置において、傾斜磁場コイルの振動、騒音の低減を図る。

【解決手段】2組の静磁場発生源11が対向して配置されて、その間に高磁場の均一磁場領域3が形成される。静磁場発生源11の内側にほぼ平坦な形状をした主コイル5とシールドコイル6とから成る傾斜磁場コイル4が配置され、主コイル5は均一磁場領域3に傾斜磁場を発生し、シールドコイル6は主コイル5が傾斜磁場コイル4の外側に発生する磁場をシールドする。主コイル5とシールドコイル6の間にはほぼ平坦な形状をした中間部材13が配置され、中間部材13の両側に主コイル5とシールドコイル6とが接合されてコイル組立体14を構成し、傾斜磁場コイルの振動に対する剛性を増加させる。



#### 【特許請求の範囲】

【請求項1】均一磁場領域を間に形成する対向配置された2組の静磁場発生源と、該静磁場発生源の内側且つ均一磁場領域を挟んで対向配置された2組のほぼ平坦な形状の傾斜磁場コイルとを備え、該傾斜磁場コイルは主として均一磁場領域に傾斜磁場を発生させるための主コイルと、該主コイルが傾斜磁場コイルの外側に発生する磁場をシールドするような磁場を発生させるシールドコイルとから構成される磁気共鳴イメージング装置用磁場発生装置において、前記傾斜磁場コイルは前記主コイルとシールドコイルの間に配した中間部材とを備え、該中間部材は前記主コイル及びシールドコイルより厚みもしくは剛性を持たせたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置用磁場発生装置。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI装置という）用の磁場発生装置に係り、特に大きな開口を備え、アクティブシールド方式の傾斜磁場コイルを有するMRI装置用の磁場発生装置に関する。

##### 【0002】

【従来の技術】近年、測定空間の開放性及び検査中における術者の被検体へのアクセスを考慮した垂直磁場方式のMRI装置が提案されてきている。垂直磁場方式のMRI装置用磁場発生装置は、永久磁石や超電導磁石等よりなる静磁場発生手段が対向して配置され、対向面側に均一磁場領域を形成する。また、静磁場発生手段の対向面側にはx、y、z軸方向の傾斜磁場コイルが均一磁場領域を挟んで対向配置される。

【0003】例えば永久磁石を用いた磁場発生装置では、2組の永久磁石が対向して配置され、傾斜磁場コイルはほぼ平坦で、両永久磁石の間に形成される均一磁場領域を挟んで対向して配置される構成となっている。傾斜磁場コイルは、磁気回路を構成するポールピースの内側に収容されているのが一般的であり、ポールピースの素材として電気低抗率の高い材質を採用することにより、傾斜磁場コイルを駆動した時にも渦電流を発生させない技術が確立されている。

【0004】傾斜磁場コイルはそれぞれ電源装置に接続され、MRI装置の検査条件に応じて、適当なタイミング及び電圧で駆動され、パルス状電流が印加される。静磁場内でパルス電流を流すことによってフレミングの左手の法則に従い、ローレンツ力が作用する。そのため、この電磁力が傾斜磁場コイルを変形させようとし、騒音、振動が発生していた。

【0005】しかし、永久磁石を用いた磁場発生装置の傾斜磁場コイルは非シールドタイプであるために、傾斜磁場コイルの発生効率が良く、このため、必要とする傾斜磁場強度を得るために必要な電流密度が低いために、振

動を励起する力は小さく、傾斜磁場コイルの振動に起因する画質低下、騒音増加は特に問題になっていないが、永久磁石を用いた磁気回路の場合には測定空間において高い静磁場強度を得ることが難しく、0.3テラス程度が上限である。MRI装置での画質は静磁場強度に依存するところが大きく、画質を向上するためにはできるだけ高い静磁場強度を得ることが望ましい。

【0006】そこで、静磁場発生手段に超電導磁石を用いることで高い静磁場強度を達成している。

【0007】超電導磁石を用いた磁場発生装置では、冷却容器内に収納された超電導磁石2組が対向して配置され、両超電導磁石の間に高い磁場強度の均一磁場領域が形成される。均一磁場領域を挟んで対向して配置されたほぼ平坦な傾斜磁場コイルは、主として傾斜磁場を発生させるための主コイルと、主コイル5が傾斜磁場コイルの外側に発生する磁場をシールドするような磁場を発生させるシールドコイルとから構成される。この装置では、四方が開放されていること、高磁場強度の静磁場発生源とアクティブシールド方式の傾斜磁場コイルを使用していることにより、高い開放感が得られるとともに、高画質のMR画像を撮影することができる。

【0008】しかし、前記傾斜磁場コイルにおいて、主コイルおよびシールドコイルには移動時に傾斜磁場を発生させるための電流が流される。静磁場中に電流が流されるために、ローレンツ力が発生して傾斜磁場コイルが励振される。特に垂直磁場方式且つ超電導磁石を用いた磁場発生装置の場合、電流密度が高いため励振する力が大きく、またコイル形状が平板状であるため、傾斜磁場コイルの面外方向の曲げ剛性が弱く、面外方向の振動が発生しやすい。このため、傾斜磁場コイルの振動により、MR信号の正確な位置情報を得ることができず、高画質のMR画像を得ることができなくなる。

【0009】また、傾斜磁場コイルにパルス状の電流を連続して流すため、パルスの電磁力が傾斜磁場コイルに作用し、この電磁力により傾斜磁場コイルが振動し、特に傾斜磁場コイルの面外方向の振動によって、連続的な打音が発生する。

【0010】垂直磁場方式の磁場発生装置において、高い静磁場強度を保ったまま傾斜磁場コイルによる振動、騒音を低減するための方法として、特開平9-308617号公報に開示されたものがある。垂直磁場方式の磁場発生装置において、3軸方向の傾斜磁場コイル導体を保持する平板状の保持部材に電気的エネルギーを機械的エネルギーに変換する素子として圧電素子を配置したものである。傾斜磁場コイルを駆動することによってコイル導体に励磁電流が印加されると、傾斜磁場コイルには面内方向のローレンツ力が発生し、これにより固有振動モードの振動が生じる。

【0011】圧電素子は上記のような振動の節を横切るように配置されていて、傾斜磁場コイルの駆動情報に基

づき、圧電素子に所定のタイミングで所定の電圧を印加することにより、上記の振動モードによる振動を効率よくキャンセルできる。この結果、傾斜磁場コイルより発生する振動、騒音を効果的に抑制することができる。

#### 【0012】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記の方法では傾斜磁場コイルの保持部材の各所に圧電素子を配置し、これを傾斜磁場コイルの駆動条件に合わせて電圧印加の制御をすることになるので、装置が複雑化するとともに、その制御も複雑化するという問題がある。

【0013】上記の問題点を考慮し、本発明では、平板状傾斜磁場コイルについて構造的な改良を行うことにより、簡単な構成で高い静磁場強度を保ちつつ傾斜磁場コイルの振動、騒音を効果的に抑制することができるMRI装置用磁場発生装置を提供することを目的とする。

#### 【0014】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、本発明の磁場発生装置は、均一磁場領域を間に形成する対向配置された2組の静磁場発生源と、該静磁場発生源の内側且つ均一磁場領域を挟んで対向配置された2組のほぼ平坦な形状の傾斜磁場コイルとを備え、該傾斜磁場コイルは主として均一磁場領域に傾斜磁場を発生させるための主コイルと、該主コイルが傾斜磁場コイルの外側に発生する磁場をシールドするような磁場を発生させるシールドコイルとから構成される磁気共鳴イメージング装置用磁場発生装置において、前記傾斜磁場コイルは前記主コイルとシールドコイルの間に配した中間部材とを備え、該中間部材は前記主コイル及びシールドコイルより厚みもしくは剛性を持たせたものである。

【0015】この構成では、主コイルとシールドコイルの間に中間部材を配してコイル組立体として構成しているので、傾斜磁場コイルの主コイルおよびシールドコイルは平坦な形状を有するコイル単体よりも、振動系としての剛性が高まり、傾斜磁場コイルの振動を抑制することができる。

【0016】本発明の磁場発生装置では更に、前記コイル組立体を、前記中間部材を介して静止物に固定するものである。この構成では、傾斜磁場コイルの直径を節として振動する節直径の振動モードに対して、振幅が大きくなる中間部材の外周部を選定して固定することにより、振動を効果的に抑制することができる。

【0017】本発明の磁場発生装置では更に、前記コイル組立体を、前記傾斜磁場コイルの部分を介して静止物に固定するものである。この構成では、傾斜磁場コイルの振動の振幅の大きい箇所（振動の腹）となる位置などを固定位置として適切に選定して固定することにより、振動を効果的に抑制することができる。

【0018】本発明の磁場発生装置では更に、前記コイル組立体を、前記傾斜磁場コイルおよび前記中間部材とを介して静止物に固定するものである。この構成では、

中間部材の外周部と傾斜磁場コイルの部分の両方で固定することになるので、両方の固定点の配置を工夫することにより、傾斜磁場コイル上に必要以上に固定点を設けることなく、振動を効果的に抑制することができる。

#### 【0019】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施例を添付図面に沿って具体的に説明する。

【0020】本発明のMRI装置用磁場発生装置の第1の実施例を図1に示す。図1において、均一磁場領域（測定空間）3を挟んで、2組の静磁場発生源11が上下に対向して配置され、測定空間3に均一な静磁場を形成する。両静磁場発生源11の内側に、測定空間3に傾斜磁場を発生させるほぼ平坦な傾斜磁場コイル4が、測定空間3を挟んで対向して配置される。

【0021】傾斜磁場コイル4は、主として傾斜磁場を発生させるための主コイル5と、主コイル5が傾斜磁場コイル4の外側に発生する磁場をシールドするような磁場を発生させるシールドコイル6とから構成されている。主コイル5及びシールドコイル6、並びに静磁場発生源11は、装置中央の均一磁場領域3の中心面に対して、ほぼ上下対称に配置されていて、中心面から順に主コイル5、シールドコイル6、静磁場発生源11となっている。

【0022】傾斜磁場コイル4は、本実施例の場合も従来例と同様に、傾斜磁場を互いに直交する3軸方向（x、y、z軸方向）について発生するために、主コイル5、シールドコイル6とも3つの傾斜磁場コイルが設けられている。これらの傾斜磁場コイルのコイル導体は通常FRPなどの絶縁材料から成るほぼ平板状の保持部材にコイル導体の形状に合わせた溝を設け、その溝に收容されている。あるいは、エッチング技術によりプリント基板等と同様の方法により作成することも可能である。従って、主コイル5、シールドコイル6とも、ほぼ平板状のコイル導体と保持部材から成り、全体としてもほぼ平板状に形成されている。

【0023】主コイル5が傾斜磁場コイル4の外側に発生する磁場をシールドコイル6で発生する磁場で効果的にシールドするために、主コイル5及びシールドコイル6は適切な間隔で配置される。両者の間隔は通常広い程シールド効果は向上する。また、傾斜磁場コイル4に近接する導電体の周辺に発生する渦電流を抑制するために、シールドコイル6は導電体（本実施例では、静磁場発生源11の容器12など）と適切な間隔をとって配置される。

【0024】前記第3の従来例では、静磁場発生源は超電導磁石であるが、本発明では、超電導磁石に限らず、常電導磁石、永久磁石を静磁場発生源として用いたMRI装置にも適用可能である。このため、上記の導電体としては、超電導磁石の場合には超電導コイルを収納する冷却容器、常電導磁石の場合には常電導コイルを収納す

る容器やこれを支持する構造、永久磁石や常電導磁石の場合には磁極（ポールピース）などが該当する。

【0025】本実施例においては、上記MRI装置用磁場発生装置において、主コイル5とシールドコイル6との間に中間部材13が配置され、主コイル5とシールドコイル6と中間部材13とで傾斜磁場コイル組立体（以下、コイル組立体と略称する）14を構成し、このコイル組立体14が均一磁場領域3を挟んで対向して配置されている。中間部材13は全体としてほぼ平板状の形状を有する剛性体である。このように、主コイル5とシールドコイル6との間に中間部材13を挿入し、3者を接合してコイル組立体14とすることにより、コイル単独に比べて面外方向の曲げ剛性が高くなる。平板の曲げ剛性は平板の厚さの約3乗に比例して高くなり、コイル組立体14とすることにより、その厚さを2倍以上にすることができるので、傾斜磁場コイル4を含むコイル組立体14の剛性は格段に向上し、各コイルの面外方向の振動を大幅に抑制することができる。

【0026】また、通常空間的制約からコイル組立体はできるだけ薄くすることが要求される。この際、各コイルの電気抵抗が必要値以下にできる範囲内で、主コイル及びシールドコイルをできるだけ薄くし、中間部材をできるだけ厚くすることが剛性を高めるには望ましい。

【0027】また、傾斜磁場コイル4をコイル組立体14として、主コイル5およびシールドコイル6の一方の面を中間部材13の両面に接合することにより、主コイル5およびシールドコイル6の振動による音響放射面が減少するため、騒音を低減することができる。また、主コイル5とシールドコイル6との間に中間部材13が充填されたことにより、両コイル間で気柱共鳴が起こることによる騒音の増大を回避することができる。

【0028】中間部材13は剛性体であるので、これを主コイル5とシールドコイル6の間に挿入することにより、主コイル5とシールドコイル6を一定の間隔で配置することができる。また、必要な場合には、中間部材13に絶縁性を有する材料を用いることにより、主コイル5とシールドコイル6を絶縁することができる。

【0029】主コイル5およびシールドコイル6の中間部材13への固定は、接着剤による接着、ボルトによる固定などの方法によって行われるが、中間部材13を基準にして主コイル5およびシールドコイル6を固定することができるため、中間部材13の厚さ方向寸法などの精度を向上させることにより、主コイル5およびシールドコイル6は高い相対位置精度をもって配置することができる。

【0030】また、図1においては、主コイル5、シールドコイル6、中間部材13は個別に成形されて、コイル組立体14を構成しているが、これは主コイル5とシールドコイル6の間に中間部材13を配して一体にモールドした構成などにしてもよい。三者が一体化されても、主コイル5とシールドコイル6の間に中間部材13を配した構成を

保持していればよい。

【0031】また、中間部材13は中実平板のものが例示されているが、これに限定されず、適切な剛性を持ち、全体として平板状のものであればよい。例えば、内部に冷却流路を有する中空平板のものでもよく、あるいは複数本の梁を平面上に配して平板状に構成したものでもよい。

【0032】さらに、本実施例では、傾斜磁場コイルの形状を円板状として説明しているが、これに限定されず、主コイル5、シールドコイル6とも楕円板状や長方形状などであってもよい。また、主コイル5、シールドコイル6、中間部材13の大きさの関係も図示の如く、中間部材13が大きくなっているものに限定されず、中間部材13の方が小さくなくても、同一寸法になっても、その他の関係になってもよい。

【0033】本発明のMRI装置用磁場発生装置の第2の実施例を図2に示す。図2は、コイル組立体の固定構造の一例を示した要部断面図である。図2は磁場発生装置の下側半分を示したものである。図2において、傾斜磁場コイルは主コイル5と、シールドコイル6と、主コイル5とシールドコイル6の間に配した中間部材13とによって、コイル組立体14として構成され、このコイル組立体14が磁場発生装置の静止物15に固定されている。

【0034】本実施例では、中間部材13の外径を主コイル5およびシールドコイル6の外径よりも大きくし、中間部材13の外周部16（主コイル5、シールドコイル6が存在しない部分）にて、複数個の固定具17を用いてコイル組立体14を静止物15に固定している。

【0035】静止物15としては、図2では超電導磁石11の冷却容器12の場合が示してあるが、整磁板、磁気シールド、装置設置床面などがある。コイル組立体14の固定はその端部を固定することになるため、円板状の傾斜磁場コイルの直径を節として振動する節直径モードの振動に対して、振幅が大きくなる円周部を固定することにより、効果的に振動を抑制することができる。

【0036】図2では、コイル組立体14の静止物15への固定具17としてボルトを用いている。この固定具17はボルトに限定されず、コイル組立体14を静止物15に強固に剛性を保持して固定できるものであればよい。また、中間部材13を直接冷却容器12に固定してもよい。図2の場合、ボルトの長さおよびナットの位置を適切に選択することにより、シールドコイル6と冷却容器12を適切な間隔で配置することができ、導電体である冷却容器12の周辺に発生する渦電流を制御することができる。

【0037】また、シールドコイル6と冷却容器12との間に空間を確保することができるため、静磁場均一度を向上するための磁場調整用シムをこの空間に敷設することができる。ボルト固定部以外の空間については制約がないため、磁場調整用シムを自由に敷設することができる。

【0038】さらに、中間部材13の外周部16を冷却容器12に固定する構造であるため、コイル組立体14の設置作業が行いやすい。傾斜磁場コイルに固定用の穴を設ける必要がないため、コイル設計も固定用穴を考慮することなく行うことができ、設計の自由度が高くなる。また、傾斜磁場コイルの表面を覆うことがないため、画像信号に対する影響も非常に少なく、高品質なMR画像が得られやすい。

【0039】本発明のMRI装置用磁場発生装置の第3の実施例を図3に示す。図3は、コイル組立体の固定構造の他の例を示した要部断面図で、図2と同様に磁場発生装置の下側部分を示す。図3において、コイル組立体14は主コイル5と、シールドコイル6と、両コイルの間に配置した中間部材13とから構成され、三者の外径はほぼ同等である。このコイル組立体14はその傾斜磁場コイルの部分にて静止物（冷却容器12）15に固定されている。

【0040】コイル組立体14の固定は、コイル組立体14の外周部と中央部について図2の場合より長い固定具18にて行われている。固定方法は、中間部材13のみならず、主コイル5およびシールドコイル6（ここでは両コイルの保持部材）にも穴をあけて、ボルトなどの固定具18を用いて複数箇所について冷却容器12に固定している。

【0041】コイル組立体14について、傾斜磁場コイルの面外方向振動の振幅の大きな箇所（振動の腹）などに対応するコイル組立体14の外周部と中央部の適切な位置複数箇所を直接固定することにより、効果的に振動を抑制することができる。さらに、コイル部分を直接固定するため、傾斜磁場コイルの固定を高い精度で行うことができる。

【0042】本発明のMRI装置用磁場発生装置の第4の実施例を図4に示す。図3は、コイル組立体の固定構造の第3の例を示した要部断面図で、図2と同様に磁場発生装置の下側半分を示す。図4において、コイル組立体14は主コイル5と、シールドコイル6と、両コイルの間に配置した中間部材13とから構成され、中間部材13は両コイルの外径より大きく形成されている。このコイル組立体14は、中間部材13の外周部16および傾斜磁場コイルの部分にて静止物（冷却容器12）15に固定されている。

【0043】コイル組立体14の固定は、外周部16については固定具17にて中間部材13を固定し、中央部については長目の固定具18にて傾斜磁場コイルと中間部材13とを合わせて固定している。本実施例の固定方法では、傾斜磁場コイルおよび中間部材13の固定点の配置を工夫することにより、傾斜磁場コイルに必要な以上に固定点を設けることなく、効果的に振動を抑制することができる。

【0044】また、傾斜磁場コイルの固定を必要限度内の固定点で行うため、固定具18が傾斜磁場コイル表面を覆う部分を少なくすることができ、MR画像信号に対する影響を少なくして高品質な画像を得るのが容易となる。更に、傾斜磁場コイルを直接固定するため、傾斜磁場コイルの固定位置精度を高めることができる。

【0045】

【発明の効果】以上説明した如く、本発明によれば、開放感が高く、良好なMR画像を撮影することが可能で、かつ画像撮影時の騒音が小さいMRI装置用磁場発生装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の磁場発生装置の第1の実施例。

【図2】本発明の磁場発生装置の第2の実施例。

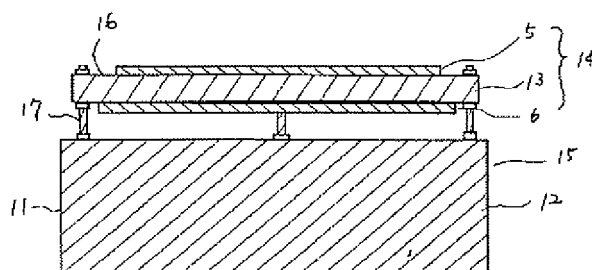
【図3】本発明の磁場発生装置の第3の実施例。

【図4】本発明の磁場発生装置の第4の実施例。

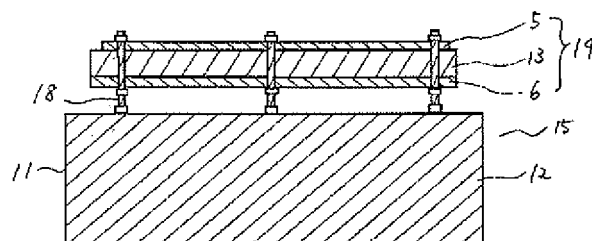
【符号の説明】

- 1…超電導磁石
- 2, 12…容器（冷却容器）
- 3…均一磁場領域（測定空間）
- 4…傾斜磁場コイル
- 5…主コイル
- 6…シールドコイル
- 7, 11…静磁場発生源
- 8…永久磁石
- 9…ポールピース
- 10…磁気回路
- 13…中間部材
- 14…傾斜磁場コイル組立体（コイル組立体）
- 15…静止物
- 17, 18…固定具

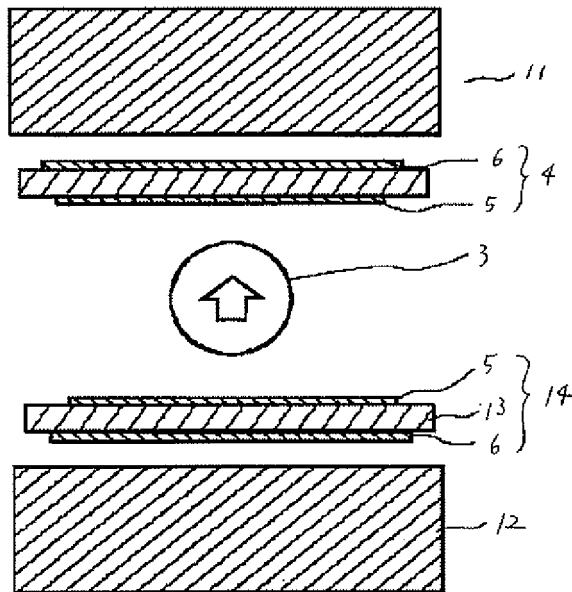
【図2】



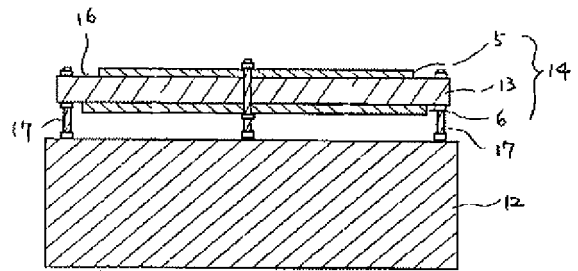
【図3】



【図1】



【図4】



フロントページの続き

(51) Int. Cl. 7

H 0 1 F 27/32

識別記号

F I

G 0 1 N 24/02

24/06

テーマコード(参考)

5 4 0 Y

5 1 0 Y

(72) 発明者 根本 泰弘

茨城県土浦市神立町502番地 株式会社日立製作所機械研究所内

(72) 発明者 八尾 武

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(72) 発明者 本名 孝男

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(72) 発明者 高野 博司

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(72) 発明者 竹島 弘隆

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(72) 発明者 吉野 仁志

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(72) 発明者 原田 昭弘

東京都千代田区丸の内2丁目2番3号 三菱電機株式会社内

Fターム(参考) 4C096 AB47 CA16 CA67 CA70 CB19

5E044 DA01 DA07